

# Asphärische Optiken

## Physikalische Grundlagen

Analysen von über 1000 Jahre alten Linsen haben gezeigt, dass einige dieser historischen Linsen optische Eigenschaften haben, die weit besser sind als die später entstandenen Lesesteine [1, 2]. Die Abbildungsqualität ist teilweise sogar so gut, dass sich diese handgefertigten Linsen mit den heutigen, technisch hergestellten Linsen messen können. Analysiert man die Form der Oberflä-

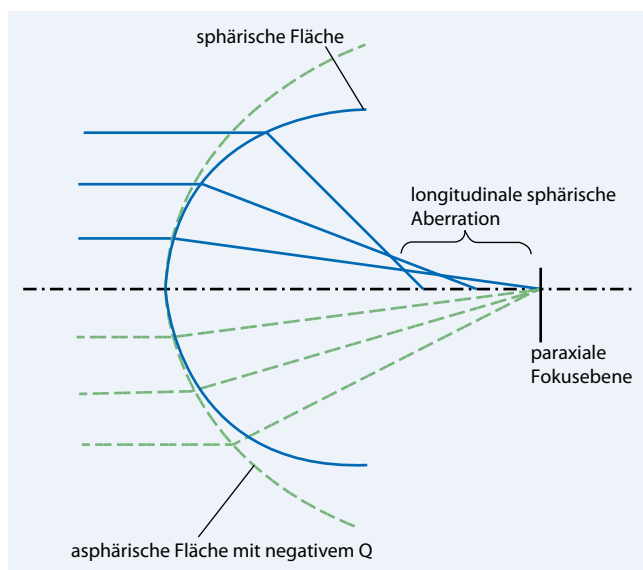
chen und die damit verbundene Verbesserung der abbildenden Eigenschaften, so zeigt sich, dass die Linsenoberflächen eine asphärische Form aufweisen. Die beeindruckende Qualität einiger dieser historischen Linsen legen den Verdacht nahe, dass die Praktiker der theoretischen Wissenschaft ein ganzes Stück voraus waren. Offenbar wurde bereits an der Verbesserung der Abbildungsqualität

von Linsen gearbeitet, lange bevor die Theoretiker in der Lage waren, die Eigenschaften brechender Flächen korrekt zu beschreiben.

Im Design technischer Optiken ergibt sich auch heute immer wieder die Frage nach der bestmöglichen Abbildungsqualität. In ihrer einfachsten Form besitzen optische Linsen eine charakteristische Kugelform (sphärisch), d. h. jede Stelle der Oberfläche hat den gleichen Krümmungsradius (Abb. 1). Nun werden aufgrund des Brechungsgesetzes (Snellius-Brechungsgesetz) Lichtstrahlen am Rand einer sphärischen Linse stärker gebrochen als Lichtstrahlen nahe der Linsenmitte. Daraus ergeben sich mehrere Brennpunkte hinter der Linse, was i. Allg. als sphärische Aberration bezeichnet wird [3].

Die Korrektur dieser optischen Aberrationen, primär sphärische Aberration, kann einerseits durch die Kombination verschiedener Linsenarten erreicht werden, was je nach Anwendung zu großen und kostenintensiven Linsensystemen führen kann. Andererseits ermöglicht eine optimierte Form einer einzelnen Linsenoberflächen (asphärische Linse), die Abbildungsfehler gezielt zu korrigieren und gleichzeitig die Baugröße des optischen Systems zu reduzieren.

Das Konzept der asphärischen Form von Linsen ist aber nicht nur auf die Technik der Optikherstellung anzuwenden. Vermisst man die Oberflächen der okulären Medien Hornhaut und Linse, so findet man auch hier das Konzept der asphärischen Form wieder. Diese führt zwangsläufig zu der Erwartungshaltung, dass op-



**Abb. 1** ▲ Schematische Darstellung der Lichtbrechung an einer sphärischen (blau) und asphärischen Hornhautoberfläche mit negativer Asphärität Q (grün). Bei der sphärischen Oberfläche werden Lichtstrahlen, welche nahe an der optischen Achse verlaufen (paraxiale Strahlen), weniger stark gebrochen als Lichtstrahlen, welche in einem größeren Abstand von der optischen Achse (periphere Strahlen) durch die optisch brechende Fläche gebrochen werden. Der Fokuspunkt bzw. die Fokusebene, welche durch die zentralen Strahlen (paraxialen Strahlen) gebildet wird, liegt bei der sphärischen Oberfläche hinter den Fokuslagen der peripheren Strahlen. Somit bilden die peripheren Strahlen eine Fokuslage in Abhängigkeit vom Abstand zur optischen Achse. Diese optische Situation wird als longitudinale sphärische Aberration bezeichnet. Bei einer asphärischen Oberfläche wird die Änderung des Krümmungsradius  $R_i$  so angepasst, dass jeder Lichtstrahl an der asphärischen Oberfläche in die paraxiale Fokusebene gebrochen wird

tische Korrekturmöglichkeiten für das menschliche Auge (z. B. Kontaktlinse, intraokulare Linse) auch asphärische Oberflächen einsetzen sollten, um eine bestmögliche optische Abbildung im Auge und demzufolge auch eine gute Sehqualität zu erreichen. Auch in der refraktiven Hornhautchirurgie wird das Konzept der asphärischen Oberfläche zunehmend diskutiert, um Patienten eine individuelle Refraktionskorrektur mit bestmöglichem Sehen zu gewährleisten.

Ziel dieser Arbeit ist es, die grundlegenden Eigenschaften asphärischer Optiken zu rekapitulieren und deren Stellenwert in der refraktiven Chirurgie zu definieren.

## Asphärische Oberflächenform

Spricht man von asphärischen Optiken, so ist immer eine Beschreibung einer oder mehrerer optisch brechender Oberflächen in einem optischen System (z. B. eine Linse oder das menschliche Auge) gemeint. Charakteristisch für asphärische Linsen ist der sich vom Zentrum zum Rand der Linse in radiärer Richtung verändernde Krümmungsradius (■ **Abb. 1**). Hierbei wird die Oberflächenform so gewählt, dass die typische sphärische Aberration einer Linse mit asphärischen Oberflächen optimal kompensiert werden kann. Die Herausforderung besteht darin, den Oberflächen der optischen Linsen den „richtigen“ Schliff (idealer Verlauf der Krümmungsradien über die Linsenoberfläche) zu geben, um mögliche optische Fehler des gesamten optischen Systems zu minimieren.

Ein sphärische Oberfläche mit positiver Brechkraft (Strahlen treffen parallel auf und konvergieren nach der Oberfläche) oder eine einzelne Linse mit positiver Brechkraft und sphärischen Flächen besitzt eine *positive sphärische Aberration*, d. h. je weiter außen die Strahlen die Pupille passieren, desto stärker werden sie gebrochen und schneiden die optische Achse vor dem Paraxial-Fokus, d. h. dem Fokus der zentralen Strahlen (■ **Abb. 1**). Der Aberrationslevel steigt mit der Brechkraft und mit dem Abstand von der optischen Achse.

Die positive sphärische Aberration von rein sphärischen Oberflächen kann redu-

ziert werden, indem der Krümmungsradius der Oberfläche mit zunehmender Distanz vom Apex vergrößert wird (■ **Abb. 2**). Dadurch entsteht eine sog. asphärische Oberfläche, welche durch folgende Formel beschrieben wird [3]:

$$\text{Asphärenformel} \\ (X^2 + Y^2) + (1 + Q) \times Z^2 - 2ZR_0 = 0$$

Wobei

Z: Koordinaten entlang der optischen Achse,

$R_0$ : zentraler Krümmungsradius der Asphäre,

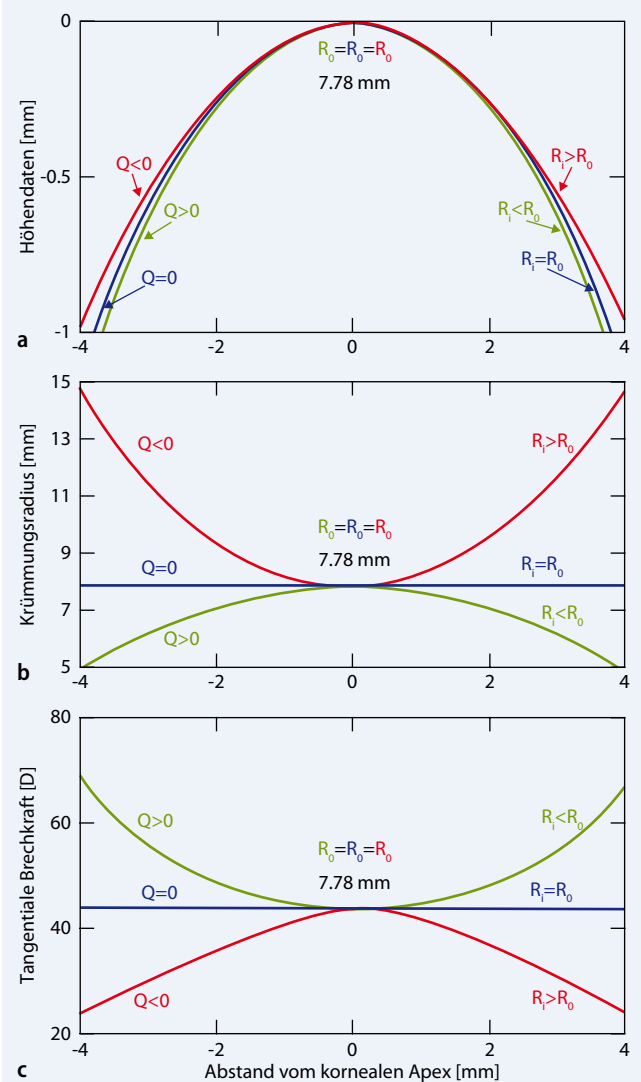
X, Y: Koordinaten in Ebene senkrecht zur optischen Achse Z,

Q: Asphärizität oder Asphärizitätsfaktor, darstellen.

Verschiedene Werte von Q definieren Spezialfälle der Asphäre (■ **Abb. 2**):

$Q \leq 1$  Hyperboloid,

$Q = -1$  Paraboloid,



**Abb. 2** ▲ Vergleich von Höhendaten („elevation“) (a), Krümmungsradien (b) und Brechkraft (tangente Darstellung) (c) für Hornhautoberflächen gleicher zentraler Krümmung am Apex und unterschiedlichen Asphärizitäten.  $R_0$ : Krümmungsradius am kornealen Apex; für diese Darstellung wurde ein Krümmungsradius von 7,78 mm gewählt.  $Q=0$ : sphärische Hornhautoberfläche (blau) mit konstantem Krümmungsradius  $R_i=R_0=7,78$  mm und Brechkraft ( $K=337/R_i=337/7,78$  mm=43,3 dpt) an jeder Stelle der Hornhaut. Prolate Hornhautoberfläche (rot) mit negativer Asphärizität  $Q<0$ . Der Krümmungsradius  $R_i$  nimmt mit dem Abstand vom Apex zu und somit die Brechkraft ab (Darstellung für  $Q=-1$ ). Oblate Hornhautoberfläche (grün) mit positiver Asphärizität  $Q>0$ . Der Krümmungsradius  $R_i$  nimmt mit dem Abstand vom Apex ab und somit die Brechkraft zu (Darstellung für  $Q=+1$ )

M. Mrochen · M. Büeler

## Asphärische Optiken. Physikalische Grundlagen

### Zusammenfassung

Hersteller von intraokularen Linsen (IOLs) und Firmen in der refraktiven Hornhautchirurgie verfolgen vermehrt Konzepte, die optische Qualität des menschlichen Auges durch asphärische Optiken zu verbessern. Unter einer asphärischen Optik versteht man eine Optik mit mindestens einer Oberfläche (z. B. brechende Hornhautoberfläche), die von der Kugelform abweicht. Eine asphärische (nicht kugelförmige) Oberfläche ermöglicht die Korrektur der Abbildungsfehler, insbesondere der sphärischen Aberration, da man die Oberfläche weitgehend frei formen kann. Die optischen Aberrationen des menschlichen Auges lassen sich theoretisch durch den Einsatz asphärischer Optiken minimieren, jedoch ist das Ergebnis immer durch die optischen Eigenschaften von Hornhaut und Linse geprägt. Asphärische Intraokularlinsen erlauben es, die postoperative sphärische Aberration

des Patienten Auges zu minimieren. Eine optimale individualisierte Anpassung kann allerdings nur unter Berücksichtigung der Hornhautform (Asphärizität) erfolgen. Ebenso ist die ideale korneale Asphärizität nach einem refraktiven Eingriff für ein individuelles Auge nicht ohne die Kenntnis der optischen Eigenschaften der intraokularen Strukturen zu definieren. Theoretische Betrachtungen zu asphärischen Optiken in der refraktiven Chirurgie zeigen, dass sich mit asphärischen Ansätzen eine hohe optische Qualität für das menschliche Auge erzielen lässt. Diese theoretischen Vorteile müssen sich jedoch im klinischen Alltag bewähren.

### Schlüsselwörter

Asphärische Optik · Intraokulare Linsen · Refraktive Hornhautchirurgie · Physiologische Optik · Optische Aberrationen

## Aspheric optics. Physical fundamentals

### Abstract

Especially regarding intraocular lenses and refractive corneal surgery, one finds numerous concepts on how to improve the optical quality of the human eye through aspheric optics. Aspheric optics consists of optical surfaces in which at least one surface (for example, the corneal surface) deviates from the spherical shape. An aspheric (that is, not spherical) surface enables the correction of aberrations, especially the spherical aberration, by freely shaping the optical surface. The optical aberrations of the human eye can theoretically be minimized through the use of aspheric optics; however, the results are always affected by the optical properties of the cornea and the lens. Aspheric intraocular lenses allow a reduction of postoperative spherical aberrations of the patient's eye,

but an optimal individualized conformation can result only when the shape of the cornea (asphericity) is considered. By the same token, the ideal corneal asphericity after refractive surgery for an individual eye cannot be defined without knowing the optical properties of the intraocular structure. Theoretical observations of aspheric optics in refractive surgery show that with aspheric approaches, a higher optical quality for the human eye can be attained. These theoretical advantages must, however, prove themselves in everyday clinical routine.

### Keywords

Aspheric optics · Intraocular lens · Refractive corneal surgery · Physiologic optics · Optical aberrations

$-1 < Q < 0$  Ellipsoid mit Hauptachse Richtung der optischen Achse Z,  
 $Q = 0$  Kugel,  
 $Q > 0$  Ellipsoid mit Hauptachse senkrecht zur optischen Achse Z

Die Fälle  $Q < 0$  beschreiben Oberflächen, welche auch als „prolate“ bezeichnet werden. Dies bedeutet, dass der Polardurchmesser (Richtung Z) größer ist als der Äquatorialdurchmesser (in X,Y-Ebene) und sich somit der Krümmungsradius der Oberfläche in der Peripherie der Hornhaut erhöhen muss – die Brechkraft nimmt ab.

Die Fälle  $Q > 0$  beschreiben Flächen, welche auch als „oblate“ bezeichnet werden. Dies bedeutet, dass der Polardurchmesser (Richtung Z) kleiner ist als der Äquatorialdurchmesser (in X,Y-Ebene) und sich somit der Krümmungsradius der Oberfläche in der Peripherie der Hornhaut reduzieren muss – die Brechkraft nimmt zu.

Der Spezialfall des Ellipsoids wird oft über folgende alternative Gleichung ausgedrückt:

$$\text{Ellipsoid-Formel: } \frac{(Z-a)^2}{a^2} + \frac{Y^2}{b^2} = 1$$

Wobei a und b die Halblängen der Hauptachsen der Ellipse darstellen. Ellipsen werden oft durch die Exzentrizität e spezifiziert (falls Z die Hauptachse = optische Achse darstellt):

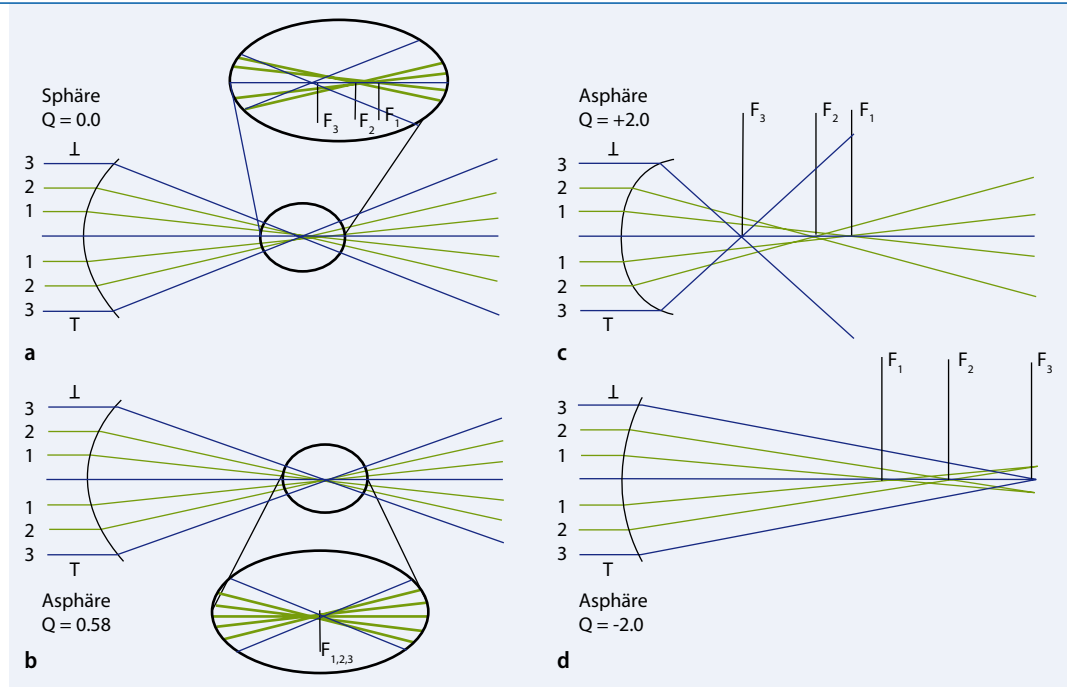
$$\text{Exzentrizität: } e^2 = 1 - b^2/a^2$$

Folgende Umrechnungsformeln gelten:

$$\text{Krümmungsradius } R = +b^2/a,$$

$$\text{Asphärizität } Q = b^2/a^2 - 1 = -e^2$$

Anmerkungen: Ist  $Q > 0$ , so sind die Hauptachsen der Ellipse vertauscht und die Halblängen der Hauptachsen der Ellipse a und b müssen in den Gleichung vertauscht werden. Es sei an dieser Stelle weiterhin angemerkt, dass in der klinischen Praxis oft die Darstellung der optischen Brechkraft der Hornhautoberfläche mit der Darstellung ihrer geometrischen Form und deren optischen Wirkung auf die retinale Bildqualität verwechselt wird.



**Abb. 3** ▲ Schematischer Vergleich der longitudinalen sphärischen Aberration bei unterschiedlichen Asphärizitäten  $Q$  der Hornhaut. **a** sphärische Hornhautform ( $Q=0$ ) mit positiver sphärischer Aberration, gekennzeichnet durch die Lage der Brennebenen  $F_1 > F_2 > F_3$ . **b** asphärische Hornhaut (prolat) mit optimierter Asphärizität ( $Q=-0,58$ ) für minimale sphärische Aberration ( $F_1=F_2=F_3$ ). **c** Oblate Hornhaut ( $Q=+2$ ) mit großer positiver sphärischer Aberration gekennzeichnet durch die Lage der Brennebenen  $F_1 > F_2 > F_3$ . **d** Prolate Hornhaut ( $Q=-2$ ) mit überkorrigierter negativer sphärischer Aberration gekennzeichnet durch die Lage der Brennebenen  $F_3 > F_2 > F_1$ .

## Asphärizitäten der okulären Medien

Gemessene Asphärizitäten der menschlichen Hornhautvorderfläche sind in der Regel negativ d. h. die Kornea wird nach aussen hin flacher und ist somit „prolate“. Im Mittel wurden Asphärizitäten von  $-0,15$  bis  $-0,3$  gemessen. Vereinzelt können auch leicht positive Asphärizitäten auftreten. ■ **Tab. 1** fasst gemessene Asphärizitäten aus verschiedenen Studien zusammen.

Über den Grund für die im Mittel „prolate“ Form der Hornhautvorderfläche wird spekuliert. Es kann argumentiert werden, dass sich das negative  $Q$  zur Reduzierung der sphärischen Aberration im Auge ergeben hat. Jedoch wäre für eine vollständige Eliminierung der sphärischen Aberration im Mittel eine noch stärker negative Asphärizität von  $Q=-0,58$  (bei refraktivem Index der Kornea von  $1,376$ ) erforderlich (■ **Abb. 3**). Möglicherweise hat sich die „prolate“ Form der Hornhaut hauptsächlich daraus ergeben, dass ein glatter Übergang zur Sklera gewährleistet sein muss.

Falls optische Gründe die Ursache sind, könnte es sein, dass das menschliche Auge im Mittel ein gewisses Maß an sphärischer Restaberration bevorzugt.

Die Form der Hornhaurückfläche ist schwieriger zu vermessen als die Vorderfläche. Aufgrund des geringen Brechungsindexunterschieds zwischen Kornea und Vorderkammer kommt der Form Rückfläche eine geringere Bedeutung zu als der Vorderfläche. Patel et al. [4] fanden Asphärizitätswerte von  $Q=-0,42$  und Krümmungsradien  $R_0=5,8$  mm unter Annahme einer sehr kleinen Asphärizität der Linsenvorderfläche von  $-0,01$ . Lam und Douthwaite [5] untersuchten 60 Augen und fanden Asphärizitäten von  $Q=-0,66 \pm 0,38$  unter Annahme der Vorderfläche  $Q=-0,31 \pm 0,13$ .

Die Vermessung der Linsenform in vivo ist schwierig, da sie die Kenntnis der genauen Form aller brechenden Elemente vor der Linse voraussetzt. Messungen in vitro sind wegen des unbekannten Akkommodationszustands der Linse vermutlich sehr ungenau und repräsentieren die In-vivo-Form schlecht. Einige Studien versuchten dies; solche Messungen und

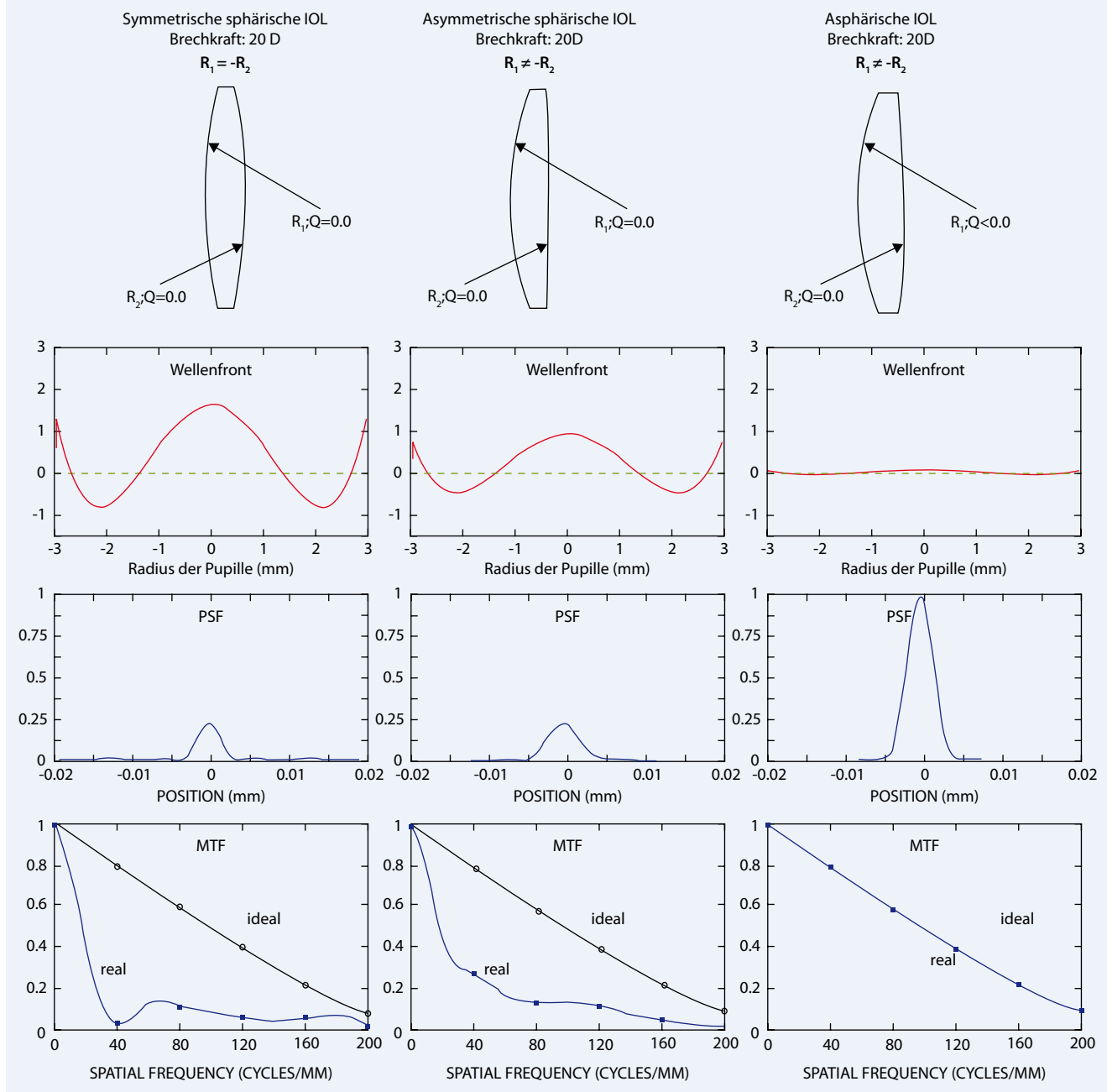
deren Ergebnisse sind in ■ **Tab. 2** zusammengefasst.

## Asphärizität intraokularer Linsen (IOLs)

Um die Frage nach dem Nutzen asphärischer IOLs zu beantworten, muss man sich zunächst den Effekt der Kompensation optischer Aberrationen durch weitere optische brechende Fläche verdeutlichen.

Die einfachste Form einer optischen Linse oder IOL besteht aus einer sphärischen, konvexen Vorderfläche und einer sphärischen, konvexen Rückfläche mit gleichem Krümmungsradius mit umgekehrten Vorzeichen. Aufgrund der identischen Krümmungsradien spricht man hier auch von symmetrischen sphärischen IOLs. Die Brechkraft der IOL ist im Wesentlichen durch den Brechungsindexübergang vom umgebenden Medium zum Linsenmaterial (z. B. Vorderkammerwasser  $n=1,337$  auf PMMA  $n=1,48$ ) und den Krümmungsradien abhängig.

Typischerweise entsteht bei symmetrischen Linsengeometrien eine sphärische



**Abb. 4** ▲ Vergleich der geometrischen Form (oben), der Wellenfront, der Point-Spread-Funktion (PSF) und der Modulations-Transferfunktion (MTF) für symmetrische sphärische IOL (links), asymmetrische sphärische IOL (Mitte) und asphärische IOL (rechts). Die Brechkraft für die hier dargestellten IOLs ist in allen Fällen 20 dpt

Aberration deren Größenordnung durch eine geeignete Wahl der Krümmungsradien von Vorder- und Linsenrückfläche minimiert werden kann. Diese Anpassung der Linse an ihre „beste Form“ verändert nur die Brecheigenschaften der peripheren Strahlen. Die gesamte Brechkraft der Linse wird nicht beeinflusst. Dieser Linsentyp hat eine asymmetrische sphärische Form mit reduzierter sphärischer Aberration. In **Abb. 4** ist ein Vergleich

zwischen 3 unterschiedlichen IOL-Typen gleicher Brechkraft dargestellt. Durch die Wahl von asymmetrischen sphärischen Oberflächen beim Design der intraokularen Linsen lässt sich zwar die sphärische Aberration gegenüber den symmetrischen sphärischen Linsen minimieren, eine aberrationsfreie Linse ergibt sich nicht.

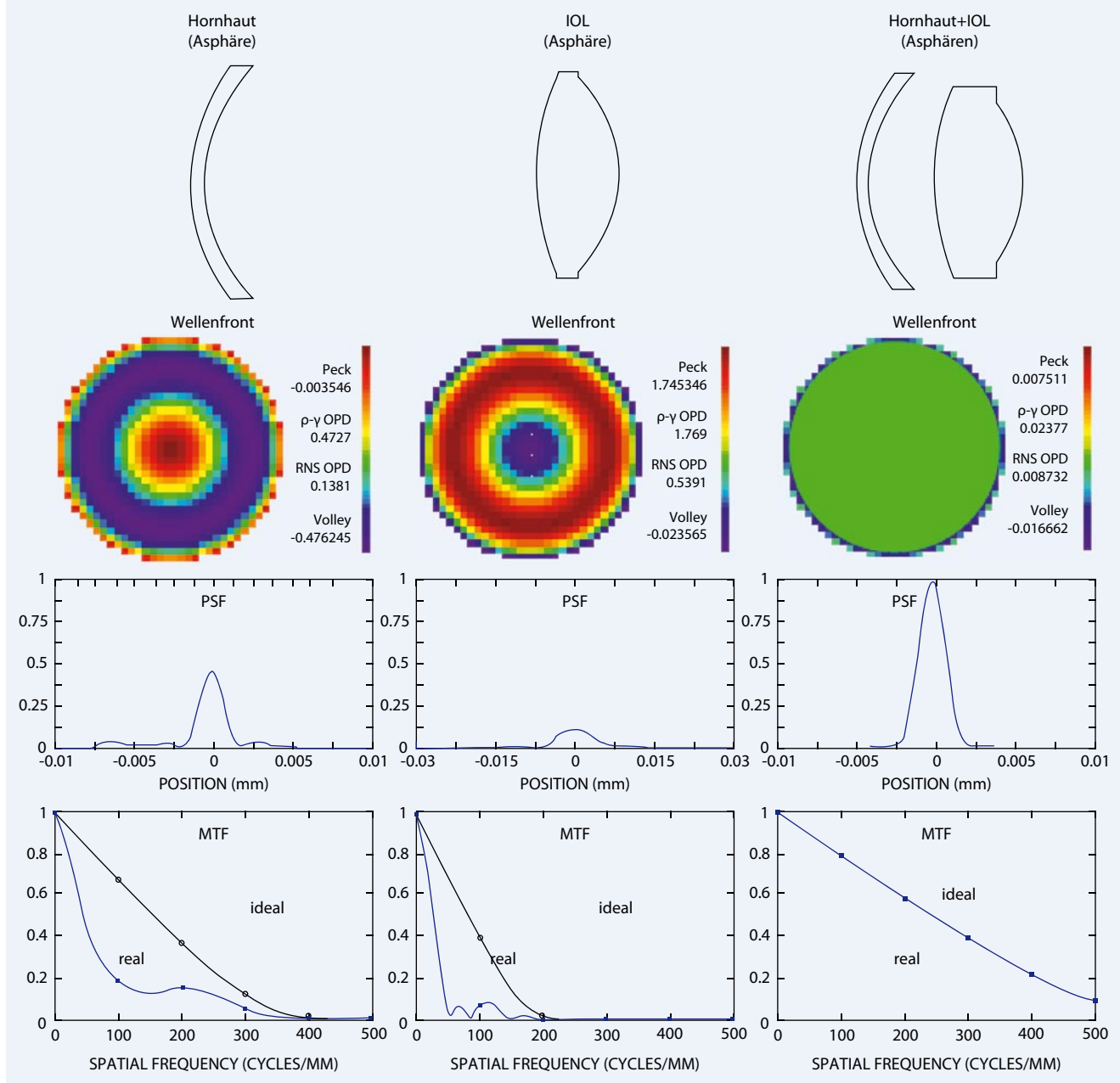
Hier liegt der Ansatzpunkt von asphärischen intraokularen Linsen. Durch das Einführen asphärischer Oberflächen

( $Q \neq 0$ ) in das Linsendesign lässt sich die sphärische Aberration vollständig ausgleichen, und man erhält eine aberrationsfreie Linse (**Abb. 4**) mit idealen Abbildungseigenschaften.

Für das menschliche Auge besteht jedoch die Situation, dass die zu implantierende intraokulare Linse nicht das einzige optisch brechende Element ist. Insbesondere durch die überwiegende Brechkraft der Hornhaut wird die optische Qualität

Hier steht eine Anzeige.





**Abb. 5** ▲ Vergleich der geometrischen Form (oben), der Wellenfront, der Point Spread Funktion (PSF) und der Modulations-transferfunktion (MTF) für eine asphärische Hornhaut (Links), asphärische IOL (Mitte) und für die Kombination der asphärischen Hornhaut und asphärischen IOL (Rechts). Durch Anpassung der Form der intraokularen Linse lassen sich selbst bei gleicher Brechkraft (20 D) unterschiedliche sphärische Aberrationen mit entsprechender unterschiedlicher optischer Qualität realisieren. Eine aberrations-freie Abbildung ist nur durch asphärische Optiken möglich (Rechts)

des pseudophaken Auges nicht nur durch die optische Qualität der implantierten IOL definiert. Es gilt auch hier, dass die Kombination aller optischen Elemente (Hornhaut und IOL) zu einer optimierten Abbildungsqualität für das gesamte Auge führen muss.

■ **Abb. 5** illustriert diese Kombination am Beispiel einer asphärischen Hornhaut, einer asphärischen IOL und der Kombi-

nation dieser beiden optischen Elemente. Während die hier simulierte Hornhaut ( $R_0=7,78$  mm;  $Q=-0,25$ ) eine positive sphärische Aberration aufweist (s. Wellenfront), hat die hier dargestellte asphärische Linse eine negative sphärische Aberration. Erst in der Kombination Hornhaut und IOL heben sich die optischen Fehler der beiden Linsen vollständig auf, und die sphärische Aberration wird voll-

ständig kompensiert (aberrationsfreies Auge).

Vergleicht man die residuelle sphärische Aberration für unterschiedliche Linsentypen gleicher Brechkraft in Kombination mit einer durchschnittlichen Hornhaut ( $R_0=7,78$  mm;  $Q=-0,25$ ), so lässt sich verdeutlichen, dass die theoretische, postoperative sphärische Aberration durch die gewählte IOL-Linsengeo-

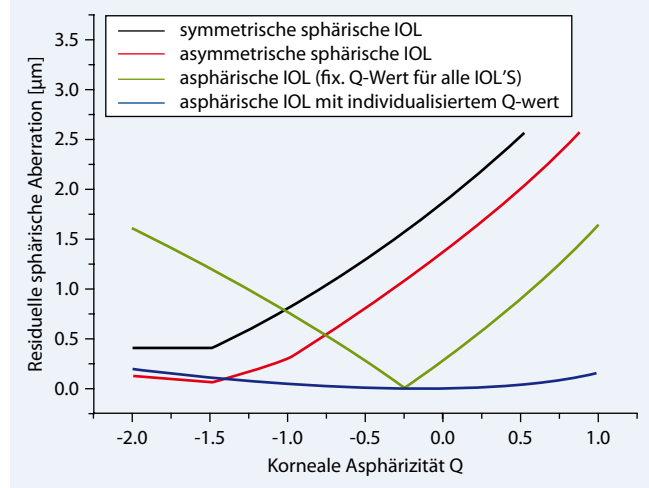


metrie beeinflusst wird. In **Abb. 6** ist die residuelle sphärische Aberration in Abhängigkeit von der kornealen Asphärizität für 4 unterschiedliche Linstypen mit gleicher Brechkraft (20 dpt) dargestellt. Verwendet man eine symmetrisch sphärische IOL, so ist eine deutliche sphärische Aberration beim postoperativen Auge zu erwarten – die korneale sphärische Aberration wird durch die IOL nicht kompensiert. Eine gewisse Verbesserung lässt sich durch den Einsatz von asymmetrischen sphärischen IOL erreichen, jedoch wird eine vollständige Kompensation der gesamten sphärischen Aberration des postoperativen Auges nicht erreicht. Bereits durch den Einsatz von asphärischen IOLs, welche auf die optische Wirkung einer durchschnittlichen Hornhaut optimiert wurden (in **Abb. 4**;  $R_0=7,78$  mm;  $Q=-0,25$ ) ergibt sich selbst bei Variation der kornealen Asphärizität im physiologischen Bereich, eine Reduktion der sphärischen Aberration des gesamten Auges. Das bestmögliche Ergebnis erhält man bei der individuellen Anpassung der Asphärizität der IOL auf die individuelle korneale Asphärizität des Patienten Auges. Dieser Ansatz bedingt allerdings, dass die IOL gemäß der präoperativ vermessenen Hornhautform (korneale Topographie) gefertigt werden muss – ein Ansatz der von einigen Intraokularlinse-Herstellern bereits verfolgt wird.

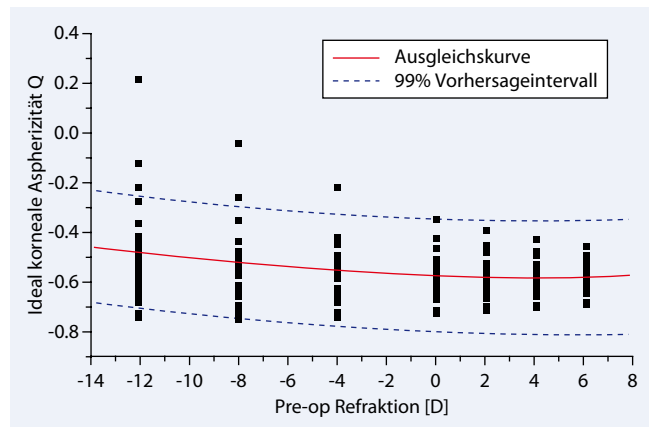
An dieser Stelle sei angemerkt, dass das hier vorgestellte grundlegende Konzept immer von einer idealen postoperativen Lage der intraokularen Linse ausgeht. Mögliche Verkippungen der IOL, Dezentrierungen oder die postoperative Vorderkammertiefe haben einen signifikanten Einfluss auf die postoperative optische Qualität des Auges [6, 7]. Aus diesem Grunde lässt sich die Frage nach der „bestmöglichen“ Linsenform endgültig nur in prospektiven kontrollierten klinischen Studien beantworten.

### Korneale Asphärizität und refraktiven Hornhautchirurgie

Die menschlich Hornhaut (unbehandelt) hat in der Regel, wenn auch nicht immer, eine prolate Form. Demzufolge hat sich in der refraktiven Hornhautchirurgie der Wunsch nach einer prolaten postoperativen Hornhaut manifestiert. Jedoch



**Abb. 6** ▲ Residuelle sphärische Aberration des gesamten Auges in Abhängigkeit der Asphärizität der Hornhaut für unterschiedliche intraokuläre Linsentypen (IOL). Der gekennzeichnete Bereich (grau) stellt die typischen physiologischen Bereiche für korneale Asphärizitäten und sphärische Aberrationen des gesamten Auges dar. Die hier simulierten intraokularen Linsentypen hatten für alle Fälle die gleiche Brechkraft von 20 dpt



**Abb. 7** ▲ Theoretisch berechnete ideale korneale Asphärizität Q über der präoperativen Refraktion für alle Varianten des Augenmodells. Eine Abhängigkeit der idealen Asphärizität von der Refraktion besteht nicht. Die große Variation der idealen Asphärizität ist durch die optischen Eigenschaften, insbesondere durch die Asphärizität der Augenlinse, begründet

ist die Frage nach der „idealen“ postoperativen Asphärizität bisher nicht beantwortet.

Untersuchungen zur idealen Asphärizität von brechenden Flächen am Auge können an theoretischen Augenmodellen durchgeführt werden. Mittlere theoretische Augenmodelle aus der Literatur weisen z. T. oder ausschließlich asphärische Oberflächen auf. Alle geometrischen und optischen Parameter richten sich nach mittleren Messdaten aus einer Population.

Mittlere Augenmodelle sind grundsätzlich emmetrop ausgelegt. Refraktive Fehler können durch Veränderung der Augenlänge induziert werden. Da jedoch

dabei alle übrigen geometrischen Größen wie Krümmungsradien und Asphärizitäten unverändert bleiben und weiterhin den gemittelten Messdaten entsprechen, kann durch die Veränderung der Augenlänge nur eine bestimmte Art der Ametropie erzeugt werden, welche nicht alle möglichen Fälle einer Population abdeckt. Es ist jedoch zu berücksichtigen, dass alle geometrischen und optischen Größen des Auges innerhalb einer Population Variationen aufweisen [8].

Für die folgenden Untersuchungen wurden 27 Varianten des Navarro-Augenmodells [3] erstellt, wobei 3 Hornhautbrechkraften, 3 Linsenbrechkraften und 3 Asphärizitäten der Linsenvorderfläche



**Tab. 1** Zusammenfassung der gemessenen Asphärizität der Hornhautvorderfläche aus verschiedenen Studien [3]

Autoren	Anzahl Probanden/Augen	Q	Standardabweichung oder Bereich
Lotmar (1971)		-0,286	
El Hage und Berny (1973)	1/1	0,16	
Mandell und St. Helen (1971)	8/8	-0,23	-0,04 bis -0,72
Kiely et al. (1982)	88/176	-0,26	0,18
Edmund und Sjontoft (1985)	40/80	-0,28	0,13
Guillion et al. (1986)	110/220	-0,18	0,15
Patel et al. (1993)	20/20	-0,01	0,25
Lam und Douthwaite (1997)	60/60	-0,3	0,13

**Tab. 2** Zusammenfassung der gemessenen Asphärizitäten der Linse aus verschiedenen Studien [3]

Autoren	Anzahl Augen	Vorderfläche	Rückfläche
<b>In vitro</b>			
Kooijman (1983)	–	-6,06	-1,19
Smith et al. (1991)	59	-1,08±9,41	-0,12±1,74
<b>In vivo</b>			
Liou und Brennan (1997)	100	-0,94	+0,96

**Tab. 3** Variationen der geometrischen und optischen Größen des Auges [11]

Parameter	Mittelwert	Bereich
Hornhautradius [mm]	7,86	7,0–8,8
Hornhautbrechkraft [dpt]	42,74	38–48
Vorderkammertiefe [mm] inklusive Hornhautdicke	3,68	2,8–4,6
Brechkraft der Linse [dpt]	21,3	15–29
Brechkraft des Auges [dpt]	60,1	51–70

kombiniert werden, welche jeweils den minimalen, mittleren und maximalen Daten von **Tab. 3** entsprachen. Die Wahl des Wertebereichs für die Asphärizität der brechenden Flächen orientierte sich dabei an den Werten in **Tab. 1 und 2**. An den verschiedenen Varianten des Navarro-Auges wurde durch optisches „Ray-Tracing“ (Strahlverfolgung) eine theoretische Optimierung der Hornhautvorderfläche vorgenommen. An die optimierte Vorderfläche wurde die Asphärenformel über einen Durchmesser von 6,0 mm numerisch gefittet und so die Asphärizitätswerte bestimmt.

Die Resultate zeigen (**Abb. 7**), dass kein einzelner idealer Asphärizitätswert Q der Hornhaut für alle Augen einer Population existiert. Die ideale korneale Asphärizität Q hängt von verschiedenen Parametern wie der Hornhautbrechkraft, der Linsenbrechkraft und v. a. von der Linsenastigmatizität ab. Hieraus lässt sich schlussfolgern, dass eine refraktive Korrektur an

der Hornhautoberfläche mit dem Ziel, eine „mittlere“ postoperative Asphärizität zu erzielen [9, 10], sicherlich nur bei einem „mittleren“ Auge zu einer Minimierung der sphärischen Aberration führen kann. Aufgrund der großen individuellen Schwankungen der geometrischen und optischen Eigenschaften der Patientenaugen ist der Ansatz, die asphärische Form der Hornhautfläche zu optimieren, nur dann erfolgreich bei der Minimierung der gesamten optischen Aberrationen des menschlichen Auges, wenn die optischen Eigenschaften der intraokulären Strukturen bekannt sind. Somit ist die messtechnische Erfassung der Eigenschaften der Hornhaurückfläche und der Augenlinse zwingend erforderlich, um die „ideale“ postoperative Asphärizität zu bestimmen.

Praktisch lässt sich diese Anforderung durch die Integration von Hornhauttopographie, Wellenfront und Biometrie in die klinische Behandlungsplanung umsetzen.

## Fazit für die Praxis

Asphärische Optiken sind durch einen sich verändernden Krümmungsradius der lichtbrechenden Fläche vom Zentrum zum Rand der Optik in radiärer Richtung charakterisiert. Die Asphärizität Q ist eine Masszahl für die Größenordnung dieser Veränderung der Oberflächenform. Durch anpassen der Asphärizität lässt sich die sphärische Aberration einer Optik kompensieren und eine nahezu ideale optische Abbildung erreichen. Die Beschreibung der Hornhautoberfläche über die korneale Asphärizität ermöglicht jedoch keine direkte Aussagen über die optische Qualität des gesamten Auges, da diese optische Qualität in jedem Fall durch das Zusammenspiel zwischen den okulären brechenden Medien Hornhaut und Linse geprägt ist. Demzufolge muss im Idealfall die Auswahl einer asphärischen intraokularen Linse auch auf die Asphärizität der Hornhaut abgestimmt sein. Eine individuelle Bestimmung der „idealen“ postoperativen Hornhautasphärizität für die refraktive Hornhautchirurgie ist nur bei Kenntnis der optischen Eigenschaften der intraokularen Strukturen möglich, was einen gesteigerten Messaufwand in der klinischen Routine erfordern würde. Dennoch stellen asphärische Ansätze, welche sich nur auf Annahmen „mittlerer“ Augenmodelle beziehen, einen guten Kompromiss dar, um bei den meisten postoperativen Augen eine gute optische Qualität zu erzielen. Die Frage nach der Akzeptanz solcher Kompromisslösungen durch den Patienten können allerdings nur klinische Studien beantworten.

## Korrespondenzadresse

Prof. Dr. rer. medic. M. Mrochen



IROC AG, Institut für Refraktive und Ophtho-Chirurgie  
Stockerstraße 37, 8002 Zürich  
Schweiz  
michael.mrochen@iroc.ch

**Interessenkonflikt.** Der korrespondierende Autor weist auf folgende Beziehung/en hin: IROC AG, Wave-light AG.

## Literatur

1. Schmitz E-H (1981) Handbuch zur Geschichte der Optik. Bd. 1: von der Antike bis Newton. Wayenborgh, Bonn
2. Lingelbach B, Schmidt O. Der Zeit voraus: Asphärische Linsen aus dem 11. Jahrhundert. IfAA – STZ Institut für Augenoptik Aalen Leinroden. www.leinroden.de
3. Atchison DA, Smith G (2000) Optics of the human eye. 1st edn. Butterworth-Heinemann, Oxford
4. Patel S, Marshall J, Fitzke FW (1993) Shape and radius of posterior corneal surface. Refract Corneal Surg 9: 173–181
5. Lam AKC, Douthwaite WA (1997) Measurement of posterior corneal asphericity in Hong Kong Chinese: a pilot study. Ophthal Physiol Opt 17: 348–356
6. Dietze H, Cox M J (2005) Limitations of correcting spherical aberration with aspheric intraocular lenses. J Cataract Refract Surg 21: S541–S546
7. Atchison DA (1991) Design of aspheric intraocular lenses. Ophthal Physiol Opt 11: 137–146
8. Stenström S (1946) Untersuchungen über die Variationen und Kovariationen der optischen Elemente des menschlichen Auges. Acta Ophthalmol (Copenh) Suppl 26: 101–103
9. Manns F, Ho A, Parel JM, Culbertson W (2002) Ablation profiles for wavefront-guided correction of myopia and primary spherical aberration. J Cataract Refract Surg 28: 766–774
10. Koller T, Iseli H, Hafezi F et al. (2006) Q-factor customized ablation profile for the correction of myopic astigmatism. J Cataract Refract Surg 32: 584–589
11. Bennett AG, Rabbetts RB (1989) Clinical visual optics. 2nd edn. Butterworth-Heinemann, Oxford

## Vater der Angiogenese-forschung tot

Judah Folkman verstarb im Alter von 74 Jahren

Am Montag den 14. Januar 2008 verstarb Dr. Moses Judah Folkman, der Initiator der Angiogeneseforschung in der Krebstherapie und Vater von Avastin, auf den Internationalen Flughafen in Denver auf dem Weg zu einem Kongress in Vancouver.

Als Sohn eines Rabbiners und einer Sozialarbeiterin wurde er am 24. Februar 1933 in Columbus, Cleveland geboren. Beruflich wollte er aber nicht den Fußspuren seiner Eltern folgen und entschloss sich Arzt zu werden. Er graduierte 1953 mit cum laude an der Ohio State Universität in Columbus und wechselte an die Harvard Medical School in Boston, wo er 1957 mit magna cum laude graduierte. Folkman begann seine Assistenzarztausbildung in Chirurgie am Massachusetts General Hospital und wurde Professor für Chirurgie an der Harvard Medical School. Folkman ist außerdem Professor in Cell Biology an der Harvard Medical School und leitete als Direktor das Vascular Biology Program am Children's Hospital in Boston.

Folkman interessierte sich für das Wachstum von Krebszellen in isoliert perfundierten Organen, was zu seiner zündenden Idee des angiogenese-abhängigen Tumorwachstums mündete. 1971 publizierte er im New England Journal of Medicine seine bahnbrechende Hypothese, dass jegliches Tumorstadium von seiner Gefäßversorgung und Angiogenese abhängig ist. Allerdings brachte ihm seine Art des 'free-thinking' und des Veröffentlichen von unbewiesenen Theorien im konservativen Boston wenig Zustimmung, zumal sich in dieser Zeit die Tumorthherapie im Wesentlichen auf operative Verfahren und neue toxische Chemotherapie konzentrierte. Es dauerte mehr als drei Jahrzehnte bis Folkmans Labor das erste angiogen wirkende Protein aus einem Tumor 1993 identifizierte. Diese Erkenntnis öffnet das neue Feld der Angiogeneseforschung mit unzähligen Wissenschaftlern weltweit. Es folgte die Entwicklung von ersten therapeutischen Angiogeneseinhibitoren den vaskulär endothelial Growth Factor (VEGF) um ein pathologisches Gefäßwachstum zu blockieren. Heute ist Folkman im Besitz von mehr als 49 Patenten auf diesem Gebiet. Von Genentech/Roche wurde Bevacizumab (Avastin®) als erstes Molekül entwickelt und nach einer Vielzahl von klinischen Studien zur Antiangiogenese-Therapie des Darmkrebses im Februar 2004 von der amerikanischen Zulassungsbehörde FDA zugelassen. Das Präparat wurde 2007 in Deutschland auf dem deutschen Internistentag von der „Ärzte Zeitung“ mit dem

Galenus-von-Pergamon-Preis als innovatives Arzneimittel ausgezeichnet.

Auch in der Augenheilkunde hat der Einsatz von Folkmans Idee zu einem Paradigmenwechsel in der Therapie der AMD geführt. Eyetech/Pfizer entwickelte in der Annahme, dass eine komplette VEGF-Blockade schädlich sein könnte, mit Pegaptanib (Macugen®) einen selektiven VEGF-Hemmer, der nur die wichtigste Isoform VEGF 165 blockieren soll. Genentech/Novartis entwickelte aus den Bevacizumab das Ranibizumab (Lucentis®), welches eine 40x höhere Affinität zu VEGF besitzt und durch seine reduzierte Molekülgröße die Netzhaut besser passieren kann. Mit VEGF-trap und siRNA-Molekülen verfolgt man gegenwärtig alternative Wege um die Wirkung von pathologisch freigesetztem VEGF wirkungsvoll zu hemmen oder nachhaltig zu eliminieren. Bis heute sind VEGF-Hemmer nur für die Therapie der feuchten AMD zugelassen, jedoch laufen zur Zeit zahlreiche internationale Studien die Therapie in der nahen Zukunft auch bei anderen vaskulären Gefäßerkrankungen, wie dem diabetischen Makulaödem oder retinalen Thrombosen, einzusetzen.

Auch mit dem überraschenden Tod von Judah Folkman werden uns seine brillanten Ideen zur Angiogenesehemmung auch in den kommenden Jahrzehnten mit einer Vielzahl von neuen Medikamenten und Therapieformen in der Augenheilkunde nachhaltig beeinflussen.

*Prof. Dr. Carsten H. Meyer, Bonn*